

Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



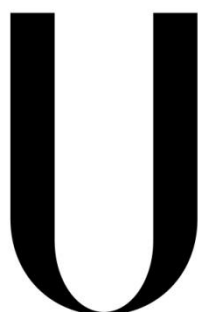
**Estudo comparativo da adaptação marginal de dois cimentos endodônticos**

**Ingride Colaço Ribeiras**

Dissertação  
Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2014  
Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**LISBOA**

---

UNIVERSIDADE  
DE LISBOA

**Estudo comparativo da adaptação marginal de dois cimentos endodônticos**

**Ingride Colaço Ribeiras**

Dissertação orientada

Pela Mestre Isabel Maria Cruz Beleza de Vasconcelos

Co-orientada

Pela Professora Doutora Maria Manuela Lopes

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2014

## AGRADECIMENTOS

As minhas primeiras palavras são dirigidas à Dra. Isabel Vasconcelos, por ter aceitado o convite para ser orientadora desta tese de mestrado e por me ter aberto as portas do maravilhoso mundo da investigação. Obrigado por todo o apoio e pelo tempo que comigo passou para que este sonho se realizasse. Tenho em si um exemplo a seguir e um enorme orgulho por ter tido o privilégio de consigo privar nestes últimos anos.

À Professora Manuela Lopes por me ter desafiado a entrar neste projeto, e desde então me ter dado todo o apoio para que tal se concretizasse. O empenho e dedicação que coloca em todo o seu trabalho é contagiante. Obrigado por todas as horas que connosco passou no laboratório de biomateriais para que tudo se tornasse possível.

À Engenheira Isabel Nogueira, MicroLab IST, por todo apoio e disponibilidade durante a visualização das imagens.

À Professora Madalena Ramos, Professora Auxiliar do Departamento de Métodos e Pesquisa Social do ISCTE-IUL, pelo apoio e disponibilidade na realização da análise estatística.

Ao meu filho, obrigada por seres meu. Espero que quando mais tarde leres estas palavras, me perdoes por algumas ausências. São os teus sorrisos, gargalhadas, beijos e abraços ao final do dia que dão significado a cada segundo da minha vida.

Ao meu marido, obrigado por todo o amor, paciência e apoio ao longo destes anos e por nunca ter deixado de acreditar em mim.

Aos meus avós, pais e irmão, obrigado por estarem sempre lá e por serem a família maravilhosa que sempre me apoiou.

Ao Engenheiro Francisco Rocha e Silva pelo apoio precioso ao longo destes anos.

Às minhas colegas e amigas por todo o apoio dado ao longo destes últimos anos, em particular a minha dupla Catarina Cesário por ter estado sempre presente.

## Resumo

**Introdução:** O objetivo deste trabalho foi comparar a adaptação marginal no terço apical, médio e coronário dos cimentos de obturação AH Plus® e Endosequence BC Sealer®, analisando as amostras através de microscópio eletrónico de varrimento (MEV).

**Materiais e Métodos:** Vinte e um dentes monoradiculares recentemente extraídos foram preparados com limas Protaper® até um calibre F4 e obturados com técnica de cone único, recorrendo a cones de guta-percha Protaper F4® e EndoSequence® BC Points™. Os cimentos utilizados foram o AH Plus® e o EndoSequence BC Sealer®. Os dentes foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo do dente, obtendo-se 54 discos. As amostras foram preparadas para poderem ser visualizadas ao MEV. A análise estatística foi feita com recurso aos testes de *Kruskal-Wallis* e *post-hoc de Bonferroni* ( $p < 0,05$ ). A análise foi feita comparando a média do tamanho dos *gaps* e a percentagem de *gaps* no perímetro da amostra. Foram constituídos 3 grupos: Grupo 1: cimento AH Plus® e cones de guta-percha Protaper F4® (AH); Grupo 2: cimento EndoSequence BC Sealer® e cones de guta-percha Protaper F4® (F4ES) e Grupo 3: cimento EndoSequence BC Sealer® e os cones de guta-percha EndoSequence® BC Points™ (ES).

**Resultados:** A análise ao MEV revelou-nos a existência de zonas com *gaps* e zonas sem *gaps* nos canais obturados, com ambos os materiais. Quando comparados os terços, existe diferença significativa entre o grupo AH e o ES, sendo que no terço apical ( $p = 0,031$ ) e médio ( $p = 0,050$ ) existem diferenças estatisticamente significativas e no terço coronário diferenças marginalmente significativas ( $p = 0,058$ ). Em média, o cimento AH gera *gaps* maiores, independentemente dos terços. Quando analisada a percentagem de *gaps* não foram encontradas diferenças significativas nos terços apicais ( $p = 0,775$ ), médio ( $p = 0,144$ ) e coronário ( $p = 0,158$ ).

**Conclusões:** A adaptação marginal nos grupos obturados com o cimento Endosequence BC Sealer foi superior à do grupo obturado com cimento AHPlus.

Palavras – Chave: técnica cone único, cimentos biocerâmicos, cimentos à base de resina epoxi, obturação, MEV.

## ABSTRACT

**Objective.** The aim of this study was to compare the marginal adaptation in apical, middle and coronal third between AH Plus® and Endosequence BC Sealer®, by analyzing the different samples using a scanning electron microscopy (SEM).

**Methodology.** Twenty-one single root and single canal, recently extracted tooth were prepared with Protaper® technique up to F4 size, and filled by single cone technique, with gutta-percha Protaper F4® and Endosequence BC® Points™. The sealers used were AH Plus® and Endosequence BC Sealer®. The teeth were sectioned perpendicular to the long axis of the tooth, obtaining 54 discs. The samples were prepared in order to be visualized by SEM. Statistical analysis was performed using the Kruskal-Wallis tests and post-hoc Bonferroni test ( $p < 0.05$ ). The analysis was done by comparing the average size of the gaps and the percentage of gaps in the perimeter of the sample. Three groups were formed: Group 1: AH Plus® and gutta-percha Protaper F4® (AH); Group 2: Endosequence BC Sealer® and gutta-percha Protaper F4® (F4ES) and Group 3: Endosequence BC Sealer® and gutta-percha Endosequence BC® Points™ (ES).

**Results:** The SEM analysis revealed the existence of areas with gaps and areas without gaps in root canals with both materials. When thirds compared, a significant difference between AH and ES sealer was found, in apical third ( $p = 0.031$ ) and medium third ( $p = 0.050$ ) and marginally significant differences for the coronal third ( $p = 0.058$ ). On average, AH sealer generates larger gaps, regardless of thirds. When we analyzed the percentage of gaps, no significant differences were found in the apical ( $p = 0.775$ ), middle ( $p = 0.144$ ) and coronal third ( $p = 0.158$ ).

**Conclusions:** The marginal adaptation of the groups filled with sealer Endosequence BC Sealer® was superior to the group obturated with sealer AHPlus®.

**Key words:** single cone technique, bioceramic sealer, epoxy resin-base sealer, obturation, SEM.

# ÍNDICE

Agradecimentos .....	P. i
Resumo .....	P. ii
Abstract .....	P. iii
Índice de Tabelas .....	P. v
Índice de Figuras .....	P. vi
Índice de Gráficos .....	P. vii
Lista de abreviaturas .....	P. viii
1. Introdução .....	P. 1
1.1- Obturação .....	P. 1
1.2- Técnicas de obturação .....	P. 4
1.3- Generalidades sobre os biocerâmicos .....	P. 5
1.4- Propriedades físicas dos biocerâmicos .....	P. 5
1.5- Endosequence BC Sealer .....	P. 6
2. Objetivos .....	P. 6
3. Materiais e métodos .....	P. 7
3.1- Seleção de dentes .....	P. 7
3.2- Instrumentação .....	P. 8
3.3- Obturação .....	P. 9
3.4- Preparação para observação ao MEV .....	P.11
3.5- Medição da adaptação marginal .....	P. 12
3.6- Análise estatística .....	P. 13
4. Resultados .....	P. 14
5. Discussão .....	P. 20
6. Conclusão .....	P. 30
7. Bibliografia.....	P. 31

## ÍNDICE DE TABELAS

1	Propriedades ideais de um material de obturação segundo Grossman.	P.2
2	Características de um cimento ideal segundo Grossman.	P.3
3	Número de discos que apresentam <i>gaps</i> nos terços apical, médio e coronário, em cada um dos grupos.	P.14
4	Médias dos <i>gaps</i> ( $\mu\text{m}$ ) e desvio padrão no terço apical, médio e coronário, referentes ao AH, F4ES e ES.	P.15
5	Número de discos que relacionam o tamanho dos <i>gaps</i> , dentro dos intervalos estabelecidos (em $\mu\text{m}$ ), para cada um dos grupos, considerando os terços apical, médio e coronário.	P.17
6	Número de discos que relacionam a percentagem de <i>gaps</i> no perímetro da amostra, para cada um dos grupos, considerando os terços apical, médio e coronário.	P.18

## ÍNDICE DE FIGURAS

1	Radiografias pré-operatórias	P.8
2	Imagens representativas da etapa laboratorial referente ao corte das raízes.	P.8
3	Radiografia pré-operatória e pós operatória de controlo.	P.11
4	Imagem representativa da medição dos <i>gaps</i> , com recurso ao programa ImageJ.	P.13
5	Imagens de MEV das amostras de controlo. Amostra apical, média e coronária, com uma ampliação de 2000x.	P.19
6	Imagens de MEV representativas do terço apical, médio e coronário, do grupo AH Plus, onde são visíveis zonas livres de <i>gaps</i> e zonas com <i>gaps</i> (250x). GP- guta-percha; C- cimento; D- dentina; G- <i>gap</i> .	P.19
7	Imagens de MEV representativas do terço apical, médio e coronário, do grupo F4ES, onde são visíveis zonas livres de <i>gaps</i> e zonas com <i>gaps</i> (250x). GP- guta-percha; C- cimento; D- dentina; G- <i>gap</i> .	P.19
8	Imagens de MEV representativas do terço apical, médio e coronário, do grupo ES, onde são visíveis zonas livres de <i>gaps</i> e zonas com <i>gaps</i> (250x). GP- guta-percha; C- cimento; D- dentina; G- <i>gap</i> .	P.20
9	Imagens representativas da união do cimento à dentina.	P.23
10	Imagens MEV do cimento AH Plus (esquerda) e Endosequence (direita) com uma ampliação de 1000x.	P.25
11	Amostra apical (esquerda com ampliação de 100x) e amostra coronária (direita com ampliação de 50x) do mesmo dente.	P.28
12	Imagem representativa da penetração tubular do AH Plus, confirmada com EDS.	P.28
13	Imagens representativas da penetração tubular do Endosequence BC Sealer, confirmada com EDS.	P.29



## ÍNDICE DE GRÁFICOS

1	Comparação entre a presença e ausência de <i>gaps</i> e a localização dos mesmos.	P.15
2	Comparação entre as médias dos <i>gaps</i> do AH, F4ES e ES e os terços apical, médio e coronário.	P.16
3	Relação entre o tamanho dos <i>gaps</i> em $\mu\text{m}$ e o cimento.	P.17
4	Distribuição dos discos em relação à percentagem de <i>gaps</i> no perímetro da amostra.	P.18

## LISTA DE ABREVIATURAS

MEV	Microscópio eletrônico de varrimento.
rpm	Rotações por minuto
EDS	<i>Energy Dispersive Spectroscopy</i>
HMDS	<i>Hexamethyldisilazane</i>
CLSM	Microscopia confocal a laser de alto contraste.

## 1. INTRODUÇÃO

A endodontia é a ciência que se dedica ao estudo da prevenção, etiopatogenia, histologia, diagnóstico e tratamento das doenças da polpa e das suas repercussões patológicas sobre outros tecidos, nomeadamente o periodonto, e da fisiopatologia do órgão pulpo-dentinário (European Society of Endodontology, 2006).

O tratamento do sistema de canais radiculares compreende uma sequência de procedimentos, em que todos devem ser realizados com a mesma atenção e de maneira satisfatória, para que o sucesso seja alcançado, não só do ponto de vista clínico, como também biológico. Assim o tratamento endodôntico tem como objetivo a prevenção e o tratamento de uma doença infecciosa: a periodontite apical.

### 1.1- Obturação

Através da preparação químico-mecânica, o tratamento endodôntico procura romper o equilíbrio do ecossistema microbiano associado à remoção completa do tecido pulpar presente no interior do sistema de canais radiculares, proporcionando um espaço adequado para a obturação, manutenção da saúde periapical, ou em caso de lesão preexistente, promover um ambiente favorável à cura periapical (Cohen & Hargreaves, 2007).

Desta forma, a obturação deve selar, o mais hermeticamente possível, o sistema de canais radiculares, após a sua limpeza e instrumentação. Muitos estudos têm demonstrado a íntima relação entre a obturação endodôntica e o sucesso do tratamento endodôntico (Cohen & Hargreaves, 2007).

Entretanto, a obturação do sistema canalar apresenta diversos desafios, principalmente devido à grande dificuldade de adesão entre os materiais obturadores propostos e as paredes do canal. Tal deficiência pode gerar espaços na interface obturação/dentina, que possibilita a entrada e/ou migração de microrganismos em direção ao terço apical da raiz, gerando ou mantendo uma inflamação na região periapical (Candeiro, 2012).

**Material central sólido**

Para se conseguir alcançar o tratamento ideal devemos ter sempre em consideração a técnica de obturação bem como as propriedades físicas, químicas e biológicas do material obturador (Candeiro, 2012).

A técnica clássica de obturação associa um cimento obturador com um material central sólido. O material central funciona como um núcleo para o cimento. Este cimento deve preencher os espaços vazios e aderir às paredes da dentina. Durante a obturação existe o risco de extrusão do cimento e contacto deste com os tecidos vivos da região periapical.

Grossman resumiu as propriedades físicas, mecânicas e biológicas ideais dos materiais de obturação.

<b>Propriedades ideais de um material obturador segundo Grossman</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Deve ser fácil de introduzir no sistema de canais</li><li>• Deve selar o canal lateral e apicalmente</li><li>• Não deve contrair depois de endurecer</li><li>• Deve ser impermeável aos fluidos</li><li>• Deve ser bacteriostático (ou, pelo menos, não promover o crescimento bacteriano)</li><li>• Deve ser radiopaco</li><li>• Não deve pigmentar a estrutura dentária</li><li>• Não deve ser irritante para os tecidos periapicais</li><li>• Deve ser estéril ou fácil e rapidamente esterilizável imediatamente antes de ser utilizado</li><li>• Deve ser fácil de remover do canal se necessário</li></ul>

Tabela 1. Propriedades ideais de um material de obturação segundo Grossman (1981).

A guta-percha é o material principal mais utilizado para a obturação. É o isómero *trans* do poliisopreno e existe em duas formas cristalinas (alfa e beta). Na fase beta, não aquecido, o material é uma massa sólida compactável. Quando aquecido, o material torna-se maleável e pegajoso, podendo escoar quando lhe é aplicada pressão. A desvantagem da fase alfa é a contração que o material sofre ao endurecer.

A forma comercial da guta-percha mais comum é em cones, que podem ser calibrados ou não. Os cones calibrados têm diâmetros e conicidades determinadas.

A composição básica dos cones de guta-percha inclui guta-percha (19 a 20%), óxido de zinco (60 a 75%), substâncias para conferir radiopacidade como o sulfato de

bário (1,5 a 17%) e outras substâncias como resinas, ceras e corantes (1 a 4%) (Cohen & Hargreaves, 2007).

### **Cimentos de obturação**

Os cimentos são responsáveis pelas principais funções da obturação: selar hermeticamente o sistema de canais radiculares, isolar as bactérias remanescentes e preencher as irregularidades do canal preparado, nomeadamente os espaços entre a superfície da dentina e o material central sólido. Tradicionalmente, o que se esperava do cimento era que aderisse quer à dentina quer à guta-percha. Os novos cimentos são desenvolvidos com o objetivo de estabelecer uma melhor adesão à dentina e ao material central sólido, tendo também a capacidade de penetração nos túbulos dentinários (Ørstavik, 2005).

Grossman listou os requisitos e características de um bom cimento de obturação Tabela 2.

<b>Características de um cimento de obturação segundo Grossman</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Deve ser pastoso quando misturado para proporcionar boa adesão às paredes do canal depois de seco</li><li>• Deve proporcionar selagem hermética</li><li>• Deve ser radiopaco</li><li>• As partículas de pó devem ser muito finas para facilmente se misturarem com o líquido</li><li>• Não deve contrair depois de polimerizar</li><li>• Não deve pigmentar a estrutura dentária</li><li>• Deve ser bacteriostático (ou, pelo menos, não promover o crescimento bacteriano)</li><li>• Deve ser insolúvel nos fluidos tecidulares</li><li>• Deve ser bem tolerado pelos tecidos, isto é, não irritante para os tecidos peri radiculares</li><li>• Deve ser solúvel num solvente comum se for necessário remover a obturação do canal</li></ul>

Tabela 2. Características de um cimento ideal segundo Grossman (1981).

Têm sido utilizadas várias fórmulas químicas nos cimentos de obturação. Os cimentos são classificados, de acordo com a sua constituição, em (Cohen & Hargreaves, 2007):

- cimentos à base de óxido de zinco-eugenol
- cimentos à base de hidróxido de cálcio

- cimentos à base de resina
- cimentos à base de ionómero de vidro
- cimentos à base de silicone
- cimentos biocerâmicos

### Cimentos à base de resina

Dentro deste grupo, os cimentos que atingiram mais sucesso foram os da série AH. O protótipo foi desenvolvido há mais de 50 anos por Andre Schroeder na Suíça, e é uma resina bis-fenol que usa metamina para polimerização (AH26). Como a metamina liberta formaldeído durante a reação de polimerização, passou a usar-se como substituto uma mistura de aminas que permitia a polimerização sem a formação de formaldeído, sendo o produto comercializado como AH Plus. Entre as vantagens do AH Plus destacam-se a rápida polimerização, maior radiopacidade, maior facilidade de remoção e baixa solubilidade.

A popularidade deste tipo de cimento deveu-se em grande parte ao facto de não conter eugenol e portanto não interferir com as restaurações em resina (Ørstavik, 2005).

### 1.2- Técnicas de Obturação

Segundo Whitworth (2005), existem diversas técnicas de obturação desenvolvidas nos últimos anos que vão desde o preenchimento unicamente com cimento, a cimento com cone único ou materiais rígidos ou semi-rígidos, contemplando técnicas que empregam compactação a frio ou compactação a quente.

Técnica de cone único – esta técnica utiliza um único cone principal que se adapta à geometria do canal, não sendo necessário recorrer a cones acessórios e a técnicas de condensação lateral. Várias marcas existentes no mercado desenvolveram sistemas de instrumentação e obturação que funcionam em sintonia: o canal é instrumentado até um determinado diâmetro e é posteriormente obturado com o cone de guta-percha correspondente, promovendo assim uma melhor adaptação.

Como não se recorre à utilização de cones acessórios e a técnicas de condensação é um procedimento menos demorado e que não é tecnicamente tão exigente para o operador.

Entre as desvantagens desta técnica destacam-se a porosidade quando na presença de grandes volumes de cimento, contração, dissolução do cimento e a menor adaptação do cone principal à porção média e coronal quando na presença de formas irregulares (Whitworth, 2005).

### 1.3- Generalidades sobre os Biocerâmicos

Na terapia endodôntica, um cimento é basicamente usado para preencher as irregularidades de um sistema de canais, aderir o sistema de obturação às paredes do canal e lubrificar. O cimento ideal deve ser biocompatível, antibacteriano, não tóxico, radiopaco, deve selar hermeticamente o sistema de canais, ser dimensionalmente estável e deve ter boa adesão às paredes do canal (Zhang *et al.*, 2009).

Recentemente, os materiais biocerâmicos têm sido introduzidos na Medicina e na Medicina Dentária, uma vez que são cerâmicas especialmente desenvolvidas para aplicação biológica (Candeiro, 2012). Desde há 40 anos que a utilização destes materiais está em grande expansão (Koch *et al.*, 2010). Contudo, a pesquisa de uma cerâmica biocompatível, que pudesse ser aplicada na Medicina, remonta a 1970.

Na Endodontia, os materiais biocerâmicos podem apresentar-se como cimentos reparadores (Damas *et al.*, 2011; Leal *et al.*, 2011) e como cimentos de obturação (Koch & Brave, 2009; Hess *et al.*, 2011; Loushine *et al.*, 2011).

### 1.4- Propriedades físicas dos Biocerâmicos

Segundo os fabricantes, os materiais biocerâmicos apresentam pH alcalino, atividade antibacteriana, radiopacidade e biocompatibilidade adequada. Assim, as principais vantagens dos materiais biocerâmicos, com aplicação na medicina dentária, estão relacionadas com as suas propriedades físicas, químicas e biológicas. Os materiais biocerâmicos são biocompatíveis (não causam uma resposta inflamatória quando extravasados durante o processo de obturação), não tóxicos, não sofrem contração e são quimicamente estáveis em ambiente biológico. Como outras vantagens destes materiais temos a bioatividade, ou seja a capacidade durante o processo de endurecimento ou presa de formar hidroxiapatite, que exerce influência na ligação entre a dentina e o material obturador, não reabsorve, apresenta um pH alto (12,8) durante as primeiras 24

horas de presa (onde é fortemente antibacteriano), excelente capacidade de selagem visto ser de presa rápida (3 a 4 horas) e fácil utilização (Zhang *et al.*, 2009; Koch *et al.*, 2010; Candeiro, 2012).

Este material foi introduzido no mundo da endodontia associado à técnica de obturação com cone único.

### 1.5- Endosequence BC Sealer

O cimento endodôntico Endosequence BC Sealer (Brasseler USA, Savannah, GA, USA) é um cimento biocerâmico pré manipulado, de coloração branca que apresenta na sua composição óxido de zircónio, silicato de cálcio, fosfato de cálcio monobásico, hidróxido de cálcio e agentes espessantes (Hess *et al.*, 2011). Os seus componentes inorgânicos incluem silicato tricálcio, silicato dicálcio, fosfato de cálcio, sílica coloidal e hidróxido de cálcio. Este material foi concebido para endurecer apenas quando exposto a um ambiente com humidade, sendo ideal a humidade presente dentro dos túbulos dentinários (Zhang *et al.*, 2009). Desta forma, como a dentina é composta por cerca de 20 por cento de água (em volume), esta humidade faz com que o material endureça (Zhang *et al.*, 2009; Loushine *et al.*, 2011).

O pH alto torna este material bastante antibacteriano durante o tempo de presa (o pH vai diminuindo ao longo dos dias).

A introdução do cimento biocerâmico (Endosequence BC Sealer) permitiu pela primeira vez tirar partido de todas as vantagens associadas aos biocerâmicos, não só como cimentos reparadores mas também como cimentos obturadores. Esta alteração só foi possível devido ao desenvolvimento recente de nanopartículas (o tamanho das partículas é inferior a 2 µm), o que permite utilizar uma ponta capilar de 0,012.

## 2. OBJETIVOS

O objetivo do presente trabalho foi a comparação da adaptação marginal da obturação canalar às paredes dentinárias, no terço coronário, médio e apical. A comparação foi entre 3 grupos: obturação com cone de guta-percha e cimento AH Plus, obturação com cone de guta-percha e cimento Endosequence BC Sealer e a obturação com cone de guta-percha impregnado com partículas biocerâmicas e cimento Endosequence BC Sealer.



A **hipótese nula** é que a adaptação marginal nos grupos com obturações que empregam cimento Endosequence BC Sealer não é superior à adaptação marginal da obturação com cimento AH Plus.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1- Seleção de Dentes

Vinte e um dentes monorradiculares, recentemente extraídos, foram armazenados numa solução aquosa de 0,5% de cloramina (Tay *et al.*, 2005b).

Os critérios de inclusão foram:

- Dentes com um só canal;
- Dentes sem curvaturas radiculares;
- Dentes com raízes intactas;
- Dentes com comprimento de  $22\text{mm} \pm 2\text{mm}$ ;

Os critérios de exclusão foram:

- Dentes com reabsorções;
- Dentes com fraturas radiculares;
- Calibres apicais superiores a 0,40mm;
- Dentes com ápices imaturos;
- Dentes impossíveis de permeabilizar, mesmo com uma lima K 08 ou K 06;
- Dentes previamente obturados;

Os dentes foram submetidos a radiografias pré-operatórias, com projeção ortogonal e proximal, para uniformizar a seleção de dentes com anatomia interna semelhante e para confirmar a existência de um só canal (Figura1).



Figura 1- Radiografias pré-operatórias

Após a seleção, a sua superfície externa foi limpa com pontas de ultra-sons e curetas Gracey e os dentes conservados à temperatura de 4°C, para evitar proliferação bacteriana.

O comprimento das raízes foi uniformizado, e, para isso, os dentes incluídos na amostra foram cortados a 14mm do ápex. Este comprimento irá permitir que o terço coronário, médio e apical tenha, cada um, 4mm (Figura 2A).

O corte foi efectuado com um disco de carburundum, montado numa peça de mão (Figura 2B e C).

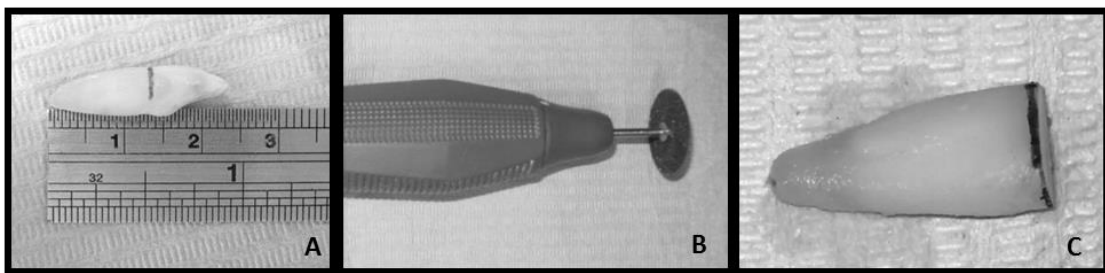


Figura 2 – Imagens representativas da etapa laboratorial referente ao corte das raízes.

### 3.2- Instrumentação

Introduziu-se uma lima K 10 (Dentsply/Maillefer. Suíça) no canal radicular dos dentes cortados, sob observação ao microscópio clínico Leica M320 F12 (Leica MicroSystems, Wetzlar, Alemanha), até visualização da mesma ao nível do ápex.

Ajustou-se a respetiva referência de borracha ao topo da raiz, retirou-se a lima e anotou-se o respetivo comprimento. O comprimento de trabalho foi depois estabelecido subtraindo um milímetro a esta medição.

Instrumentaram-se, em seguida, os dentes. Criou-se uma via de permeabilidade com limas manuais K 10, 15 e 20 (NiTiFlex, Dentsply/Maillefer. Suíça) antes de se iniciar a instrumentação mecanizada. Os canais foram instrumentados até um calibre

apical de 40.06 (Brackett *et al.*, 2006; Paragliola *et al.*, 2010; Parente *et al.*, 2010; De-Deus *et al.*, 2011), usando o sistema de limas ProTaper Universal® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) segundo a sequência S1,Sx,S1,S2,F1,F2,F3, F4, a 250 rpm e com o torque que o fabricante recomenda para cada lima. Efetuou-se a calibração do ápex com limas manuais de NiTi (NiTiFlex, Dentsply/Maillefer. Suíça). Raízes com calibre apical superior a 40 foram descartadas. Utilizou-se um motor X Smart® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Entre limas irrigou-se com 2 ml de hipoclorito de sódio a 5,25% (van der Sluis *et al.*, 2006), com seringa de polipropileno de 5ml (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) e agulha 30G *flat-ended* (Navitip, Ultradent, South Jordan, UT), posicionada a 2mm do comprimento de trabalho (Boutsioukis *et al.*, 2010), e utilizou-se lima de permeabilidade K10 (Vera *et al.*, 2011).

Em seguida, efetuou-se o protocolo final de irrigação mediante a irrigação com 2mL de NaOCl a 5,25%, ativado com ultra-sons por 1 minuto (ciclos de 20segundos, repetidos 3 vezes), perfazendo um volume total de irrigante de 6mL (van der Sluis *et al.*, 2010). A activação ultra-sónica foi realizada utilizando uma ponta IrriSafe® nº 20 de 25mm (Acteon, Merignac, France) (Jiang *et al.*, 2010), numa unidade piezoeléctrica (Suprasson PMax, Acteon), na potência “azul 4” (frequência de 30 kHz e uma amplitude da ponta da lima de 11 µm) (Verhaagen *et al.*, 2012). A ponta de ultra-som foi inserida a 1mm do comprimento de trabalho (Jiang *et al.*, 2010). Em seguida irrigou-se com 1 mL de EDTA a 17% durante 1 minuto (Ozdemir *et al.*, 2012), seguido de 2 mL de NaOCl a 5,25% (van der Sluis *et al.*, 2006).

Seguidamente, secaram-se os canais com cones de papel F4® e procedeu-se à obturação canalar dos dentes com técnica de cone único. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente por 3 grupos experimentais, com 6 dentes cada. Três dentes foram utilizados como grupo controlo.

### 3.3- Obturação

#### GRUPO 1

n=6

Obturação com cimento AH Plus® (Dentsply, De Trey GmbH, Konstanz, Alemanha) e cones de guta-percha Protaper F4®.

**GRUPO 2**

n=6

Obturação com cimento EndoSequence BC Sealer® e cones de guta-percha Protaper F4® (Brasseler USA, Savannah, GA, USA).

**GRUPO 3**

n=6



Obturação com cimento EndoSequence BC Sealer® e EndoSequence® BC Points™ (Brasseler USA, Savannah, GA, USA).

**GRUPO CONTROLO**

n=3

Dentes instrumentados mas não obturados, foram seccionados longitudinalmente e serviram como grupo controlo.

**Composição dos cimentos**

Material	Composição	Fabricante	Apresentação
<b>AH Plus</b>	<b>Pasta Epóxica:</b> bisphenol-A, bisphenol-F, tungsteato de cálcio, óxido de zircónio, sílica, pigmentos de óxido de ferro. <b>Pasta Amina:</b> dibenzildiamina, aminoadamantane, tricyclodecane-diamine, tungstato de cálcio, óxido de zircónio, sílica e óleo de silicone.	Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Alemanha	
<b>EndoSequence BC Sealer</b>	Óxido de zircónia, silicatos de cálcio, fosfato de cálcio monobásico, hidróxido de cálcio, agentes de carga e espessantes.	Brasseler USA, Savannah, GA, USA	

A quantidade de cimento utilizada foi igual em cada um dos grupos. Os cimentos AH Plus® e EndoSequence BC Sealer® apresentavam-se em seringas de auto mistura. Os cimentos foram colocados no cone de guta-percha.

Realizaram-se radiografias pós-operatórias para controlar a correta obturação (Figura 3).

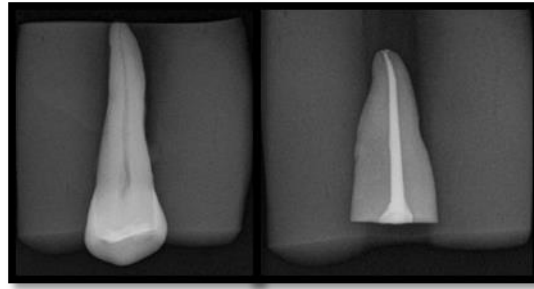


Figura 3- Radiografia pré-operatória e pós operatória de controlo.

A porção mais coronária das amostras foi selada com Cavit® (3M ESPE, Seefeld, Germany).

As amostras foram armazenadas a 37° e com 100% de humidade, por 7 dias, de forma a completar a presa dos cimentos (Nielsen *et al.*, 2006).

#### 3.4- Preparação para observação ao MEV (Microscópio Eletrónico de Varrimento)

As raízes foram fixadas perpendicularmente à superfície de anéis resinosos com cera colante. Foram seccionadas perpendicularmente ao longo eixo da raiz, no sentido ápex-coroa, com uma lâmina de diamante (114244 15 HC Isomet, Buehler Ltd.) a 400 rpm, sob refrigeração com água destilada, montada numa máquina de corte (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler Ltd). Os discos foram cortados a partir de 1mm do ápex, com espessura de 3mm. Portanto, o primeiro milímetro apical foi descartado. Desta forma obtivemos 3 discos por raiz, sendo que o objetivo foi ficar com um disco por cada terço. Portanto, ficou-se com 18 discos por grupo ou 18 discos por terço (coronário, médio e apical). Apenas a face coronal de cada disco foi observada ao MEV.

As amostras foram identificadas e imediatamente imersas numa solução de 2,5% de glutaraldeído / 2% de paraformaldeído em tampão cacodilato a 0,1M, com pH de 7,4, por 12 horas a 4°C.

Após fixação, as amostras foram lavadas com uma solução tampão de cacodilato 0,1M, com pH de 7,4, por 1 hora. A solução foi trocada a cada 20 minutos. Em seguida, as amostras foram lavadas com água destilada por 1 minuto.

A superfície de cada amostra foi polida com discos de papel abrasivo de carbetto de silício com abrasão decrescente debaixo de água: 600-grit por 30 segundos; 800-grit por 30 segundos; 1200-grit por 30 segundos; 2500-grit por 30 segundos. O polimento

foi concluído com um disco de tecido e com uma suspensão diamantada de 1µm durante 1 minuto (Buehler Ltd.).

As amostras foram desidratadas em concentrações ascendentes de etanol (25% por 20 minutos, 50% por 20 minutos, 75% por 20 minutos, 95% por 30 minutos e 100% por 60 minutos). As amostras foram submetidas a ultra-sons em 100% de etanol por 10 minutos e seguidamente foram desmineralizadas em 0.5% de ácido fosfórico, sem sílica por 30 segundos, para remover os detritos do polimento e lavadas com água destilada.

Seguidamente as amostras foram imersas numa solução de álcool a 100% e *hexamethyldisilazane* ([CH<sub>3</sub>]<sub>3</sub>SiNH<sub>3</sub>Si[CH<sub>3</sub>]<sub>3</sub>) (HMDS, Sigma-Aldrich Inc., St. Louis, MO, USA), numa proporção de 1:1, por 10 minutos, à temperatura ambiente (Perdigão *et al.*, 1995). Em seguida as amostras foram imersas em HMDS, durante 10 minutos, e depois colocadas num papel de filtro, dentro de uma caixa de petri coberta, à temperatura ambiente até secar.

As amostras foram montadas em porta-amostras de alumínio com fita adesiva de carbono (Ted Pella Inc.). A fita de carbono foi posteriormente recoberta com uma camada de uma suspensão de prata coloidal de secagem rápida (Ted Pella Inc.), para tornar a superfície mais condutora e impedir a acumulação de eletrões dentro da câmara do MEV. As amostras foram aurificadas com E-5100 sputter-coater (Polaron Ltd.) a 10 mA por 120 segundos.

Para observação e análise das amostras recorreu-se ao MEV- JEOL JSM-7001F com 15KV e ao EDS Oxford INCA 250 Premium.

Nas amostras de controlo foi realizado um sulco transversal na raiz para facilitar a divisão após a preparação. Após os procedimentos de fixação e de desidratação, as raízes foram fraturadas, aplicando cuidadosamente uma força de cisalhamento no sulco. As raízes foram montadas como acima indicado (Perdigão *et al.*, 1995).

### 3.5- Medição da adaptação marginal

Foi utilizado um microscópio eletrónico de varrimento (MEV) para obter imagens da interface dentina/obturação. A adaptação marginal foi medida através da mensuração dos tamanhos dos *gaps* nesta interface e também através da percentagem de *gaps* no perímetro da amostra.

Foram feitas ampliações de 100x e 50x para visualização do perímetro total da amostra, e ampliações de 250x para efetuar a medição dos *gaps*. As medições foram realizadas através do programa ImageJ 1.48v.

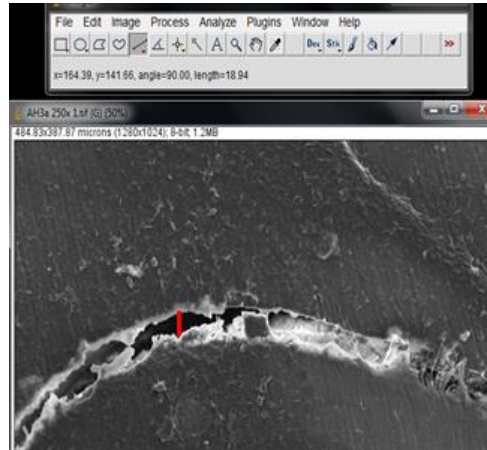


Figura 4. Imagem representativa da medição dos *gaps*, com recurso ao programa *Image J*.

Para calcular a percentagem de *gaps* no perímetro total da amostra foi utilizada uma escala qualitativa:

- 1- <25% do perímetro apresenta *gaps*
- 2- 25-50% do perímetro apresenta *gaps*
- 3- 50-75% do perímetro apresenta *gaps*
- 4->75% do perímetro apresenta *gaps*

Foi feita uma inferência que interfaces com tamanhos maiores de *gaps* e com maior percentagem de *gaps* no perímetro da amostra teriam obturações com pior adaptação marginal.

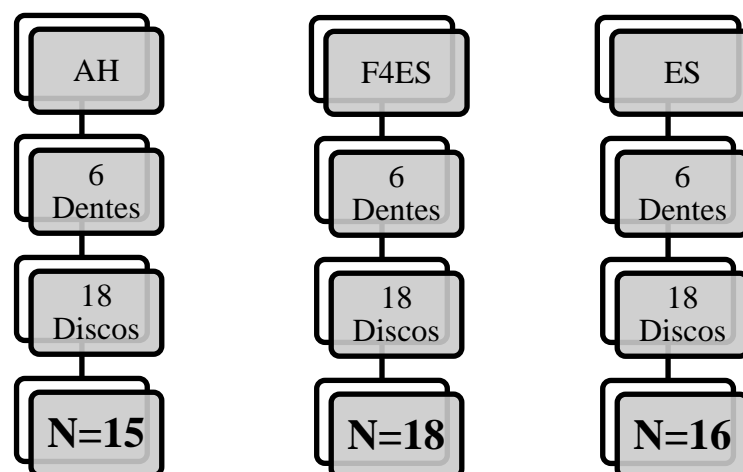
### 3.6- Análise estatística

A análise estatística foi feita recorrendo aos testes de *Kruskal-Wallis* e teste de comparações múltiplas (*post-hoc*) de *Bonferroni*.

Em todas as análises utilizou-se o programa *IBM SPSS Statistics 20.0* e considerou-se um  $\alpha=0,05$  (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

#### 4. RESULTADOS

Dos 18 dentes (6 – AH Plus® e cones de guta-percha Protaper F4®(AH), 6-EndoSequence BC Sealer® e cones de guta-percha Protaper F4®(F4ES), 6-EndoSequence BC Sealer® e EndoSequence® BC Points™(ES)) obtiveram-se 54 discos, 5 dos quais foram perdidos durante a preparação laboratorial, como exemplifica o esquema a seguir:



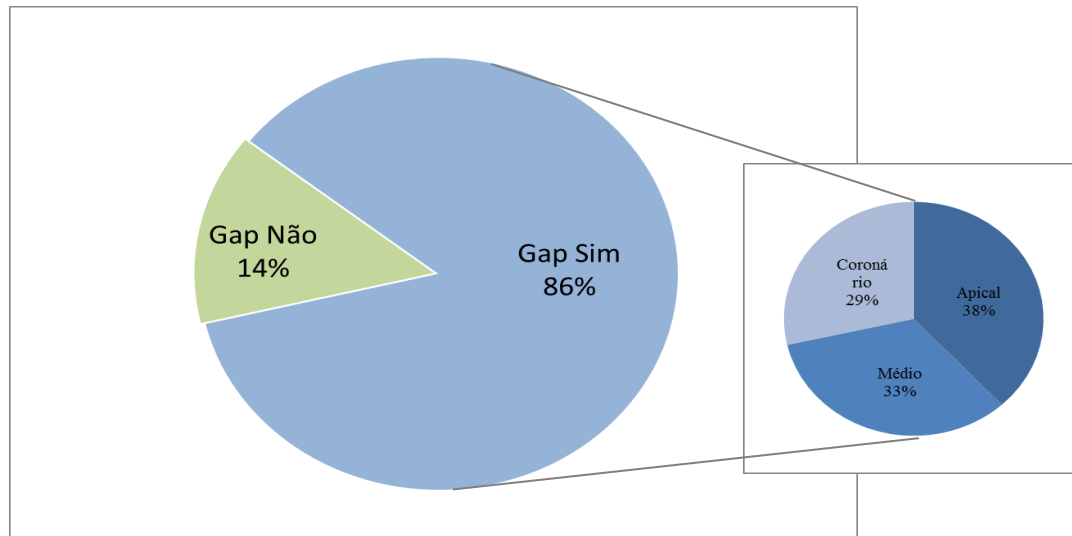
Nos 49 discos analisados foram observadas na interface dentina cimento regiões com *gap* e regiões sem *gap*. No cimento AH foi registada 1 amostra sem *gap*, no F4ES todas as amostras apresentaram *gaps* e no ES 6 as amostras não apresentaram *gaps* (Gráfico 1). O valor mínimo de *gap* no AH e no ES foi de 0µm, enquanto no F4ES foi de 1,5µm. O valor máximo de *gaps* no AH foi de 39,26µm, no F4ES foi de 12,61µm e no ES foi de 3,79µm.

Quando avaliamos a adaptação marginal dos cimentos por terços, a porção coronária foi a que apresentou menor número de *gaps* como demonstra a Tabela 3.

	Apical	Médio	Coronário	Total
<b>AH Plus</b>	6	4	4	14
<b>EndoSequence F4</b>	6	6	6	18
<b>Endosequence BC Points</b>	4	4	2	10
<b>Total</b>	16	14	12	42

Tabela 3. Número de discos que apresentam *gaps* nos terços apical, médio e coronário, em cada um dos grupos.



Gráfico 1. Comparação entre a presença e ausência de *gaps* e a localização dos mesmos.

	AH		F4ES		ES		Total Médias <i>gaps</i>
	Média <i>gaps</i>	Desvio padrão	Média <i>gaps</i>	Desvio padrão	Média <i>gaps</i>	Desvio padrão	
Apical	11,4	2,8	5,5	3,8	1,3	0,3	6,1
Médio	12,7	7,4	6,3	3,3	2,4	0,3	7,1
Coronário	15,9	3,1	4,1	1,3	1,3	0,1	7,1
Total	13,3	-	5,3	-	1,7	-	6,8

Tabela 4. Médias dos *gaps* ( $\mu\text{m}$ ) e desvio padrão no terço apical médio e coronário referentes ao AH, F4ES e ES.

No **terço apical** a média de *gaps* para o AH foi de 11,4 $\mu\text{m}$ , para o F4ES foi de 5,5 $\mu\text{m}$  e para o ES foi de 1,3 $\mu\text{m}$  (Tabela 4).

Os resultados do teste de Kruskal-Wallis, revelam que há pelo menos um cimento que gera diferenças significativas no tamanho dos *gaps* ( $\chi^2(2)=10,109$ ,  $p=0,006$ ).

Os testes post-hoc de Bonferroni indicam que a diferença significativa é entre o cimento AH e o ES ( $p=0,031$ ), sendo, em média, o cimento AH aquele que gera *gaps* maiores.

No **terço médio** a média de *gaps* para o AH foi de 12,7 $\mu\text{m}$ , para o F4ES foi de 6,3  $\mu\text{m}$  e para o ES foi de 2,4  $\mu\text{m}$  (Tabela 4).

Os resultados do teste de Kruskal-Wallis, revelam que há pelo menos um cimento que gera diferenças significativas no tamanho dos *gaps* ( $\chi^2(2)=6,984$ ,  $p=0,030$ ).

Os testes post-hoc de Bonferroni indicam que existe uma diferença significativa entre o cimento AH e o ES ( $p=0,050$ ), sendo, em média, o cimento AH aquele que gera *gaps* maiores.

No **terço coronário** a média de *gaps* para o AH foi de 15,9 $\mu$ m, para o F4ES foi de 4,1  $\mu$ m e para o ES foi de 1,3  $\mu$ m (Tabela 4).

Os resultados do teste de Kruskal-Wallis, revelam que há pelo menos um cimento que gera diferenças significativas no tamanho dos *gaps* ( $\chi^2(2)=10,477$ ,  $p=0,005$ ).

Os testes post-hoc de Bonferroni indicam que existe uma diferença marginalmente significativa<sup>1</sup> entre o cimento AH e o ES ( $p=0,058$ ), sendo, em média, o cimento AH aquele que gera *gaps* maiores.

Os resultados em relação às médias dos *gaps* estão sumarizados no gráfico 2.

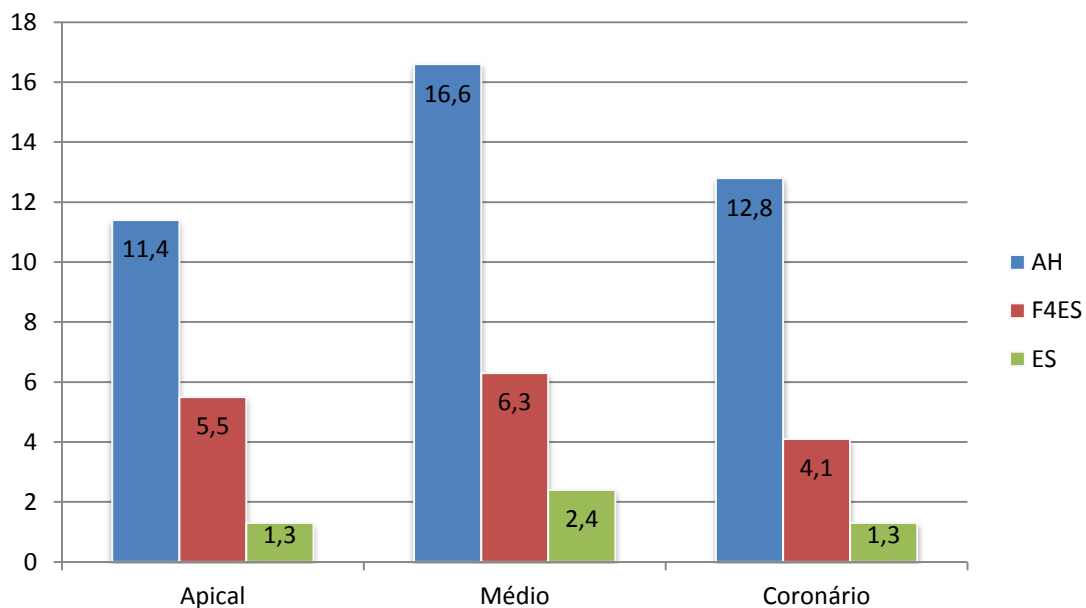


Gráfico 2. Comparação entre as médias dos *gaps* do AH, F4ES e ES e os terços apical, médio e coronário.

<sup>1</sup> Considera-se uma diferença marginalmente significativa casos como este em que se ultrapassa um pouco a margem de erro habitualmente aceite e que é de  $\alpha=0,05$ . Pode acontecer, como aqui, que o teste de Kruskal-Wallis encontre diferenças significativas quando compara os três cimentos e que depois os testes de comparações múltiplas (que fazem comparações duas a duas), não as consigam detetar ou que só as detetem considerando uma margem de erro um pouco superior (neste caso 0,058).

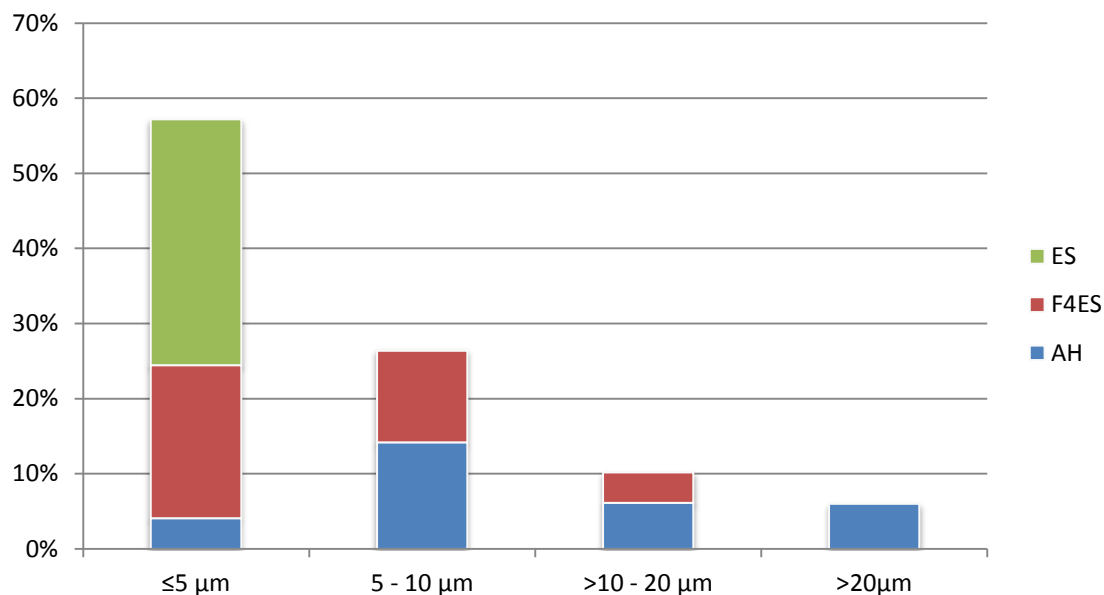


Gráfico 3. Relação entre o tamanho dos *gaps* em µm e o cimento.

O cimento ES apresenta apenas *gaps* ≤5µm, sendo que o AH é o único a apresentar *gaps* > 20µm (Gráfico 3).

		Apical	Medio	Coronário	Total
5µm	AH	1	1	0	2
	F4ES	3	3	4	10
	ES	5	6	5	16
5 - 10 µm	AH	2	2	3	7
	F4ES	2	2	2	6
	ES	0	0	0	0
>10 - 20 µm	AH	2	1	0	3
	F4ES	1	1	0	2
	ES	0	0	0	0
>20µm	AH	1	1	1	3
	F4ES	0	0	0	0
	ES	0	0	0	0

Tabela 5. Número de discos que relacionam o tamanho dos *gaps*, dentro dos intervalos estabelecidos (em µm), para cada um dos grupos, considerando os terços apical, médio e coronário.

		Apical	Medio	Coronário	Total	
<25%	AH	2	2	1	5	26
	F4ES	3	2	4	9	
	ES	3	5	4	12	
25-50%	AH	4	2	1	7	10
	F4ES	0	0	1	1	
	ES	1	0	1	2	
50-75%	AH	0	1	1	2	10
	F4ES	3	2	1	6	
	ES	1	1	0	2	
>75%	AH	0	0	1	1	3
	F4ES	0	2	0	2	
	ES	0	0	0	0	

Tabela 6. Número de discos que relacionam a percentagem de *gaps* no perímetro da amostra, para cada um dos grupos, considerando os terços apical, médio e coronário.

Não há diferenças significativas na percentagem de *gaps* para o **terço apical** ( $\chi^2$  (2)=0,519,  $p=0,775$ ).

Não há diferenças significativas na percentagem de *gaps* para o **terço médio** ( $\chi^2$  (2)=3,872,  $p=0,144$ ).

Não há diferenças significativas na percentagem de *gaps* para o **terço coronário** ( $\chi^2$  (2)=3,689,  $p=0,158$ ).

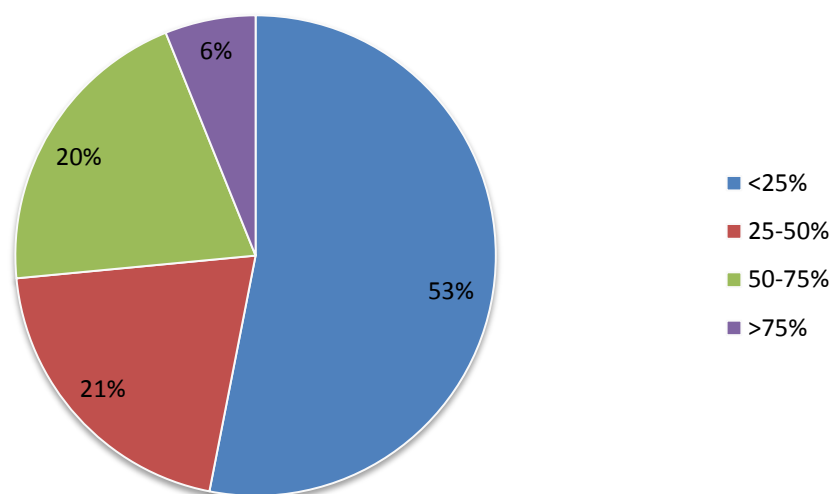


Gráfico 4. Distribuição dos discos em relação à percentagem de *gaps* no perímetro da amostra.

As amostras de controlo revelaram uma remoção eficaz de *smear layer*, especialmente no terço coronário.

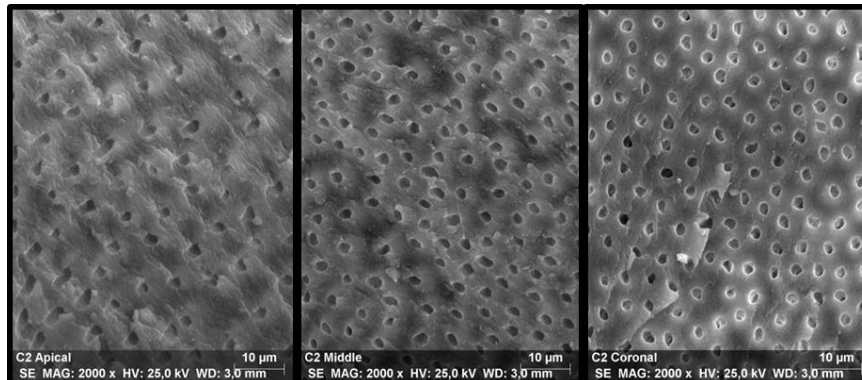


Figura 5. Imagens de MEV das amostras de controlo. Amostra apical, média e coronária, com uma ampliação de 2000x.

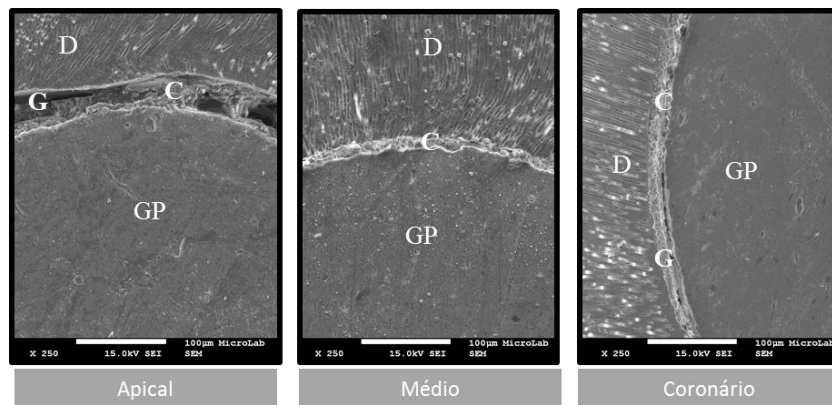


Figura 6. Imagens de MEV representativas do terço apical, médio e coronário, do grupo AH Plus, onde são visíveis zonas livres de *gaps* e zonas com *gaps* (250x). GP- gutapercha; C- cimento; D- dentina; G- *gap*.

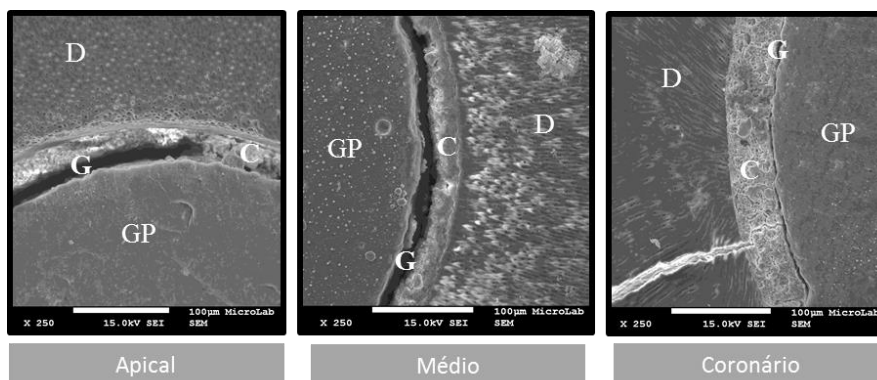


Figura 7. Imagens de MEV representativas do terço apical, médio e coronário, do grupo F4ES, onde são visíveis zonas livres de *gaps* e zonas com *gaps* (250x). GP- gutapercha; C- cimento; D- dentina; G- *gap*.

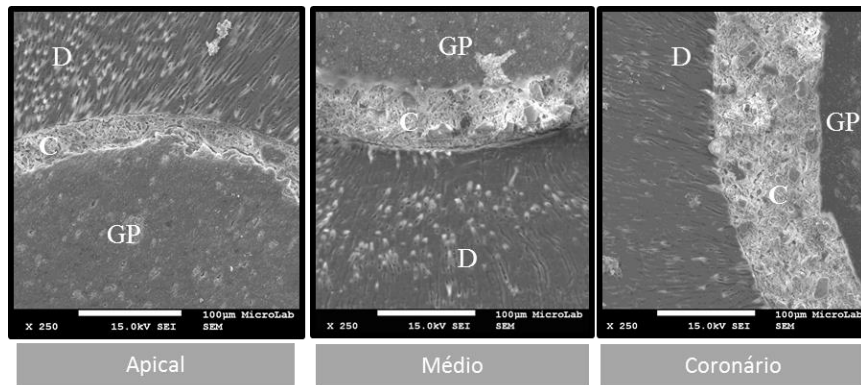


Figura 8. Imagens de MEV representativas do terço apical, médio e coronário, do grupo ES, onde são visíveis zonas livres de *gaps* e zonas com *gaps* (250x). GP- guta-percha; C- cimento; D- dentina; G- *gap*.

## 5. DISCUSSÃO

A padronização das condições *in vitro* é uma etapa importante para o controlo de possíveis vieses e otimização da análise estatística. Nesse sentido, foi importante tentar uniformizar a anatomia interna da amostra considerada. Contudo, é mais frequente encontrar uma complexidade anatómica na prática clínica, o que limita a extrapolação dos resultados *in vitro* para as condições *in vivo*. Por estas razões, o uso de uma forma anatómica mais complexa parece prudente para avaliação *in vitro* dos métodos de obturação. De fato, um ponto importante durante a avaliação da interface cimento/dentina é a configuração geométrica do canal radicular, que pode influenciar os resultados e desempenho das técnicas de obturação. A complexidade do sistema canalar pode estar relacionada com uma preparação mecânico-química menos eficaz e assim um controlo bacteriano mais desafiador, podendo diminuir a qualidade e adaptação de uma obturação tridimensional (Marciano *et al.*, 2010a). Desta forma, a avaliação das técnicas de obturação é geralmente desenvolvida em dentes monoradiculares (Ordinola-Zapata *et al.*, 2009).

Por estas razões, neste estudo foram incluídos apenas dentes monoradiculares, em que o diâmetro do canal e a anatomia foram controlados, bem como o comprimento dos espécimes. Assim, as raízes foram instrumentadas até uma lima 40.06 (Protaper F4), a 1 mm do foramen apical. Segundo Wu *et al.* (2000) o diâmetro médio de um dente monorradicular a 1 mm do ápex varia entre os 0,3 e 0,4 mm. As raízes que não estavam incluídas neste critério, após calibração apical, foram descartadas.

Durante a irrigação foi preconizado um sistema aberto, de forma a que o foramen apical estivesse permeável durante a fase da instrumentação. Contudo, alguns

autores sugerem a utilização de um sistema fechado para evitar o extravasamento do irrigante e assim reproduzir melhor as condições clínicas. Kokkas *et al.* (2004) cobriu a porção exterior de todas as raízes com cera para evitar o extravasamento. Esta diferença pode explicar a otimização da limpeza do terço apical encontrada neste estudo (observada nas imagens de controlo da porção apical), o que poderia ter favorecido a melhor adaptação marginal do material de obturação canalар nesta área anatômica crítica. Contudo, *in vivo*, a efetividade na remoção da *smear layer* junto ao ápex é reduzida (Mamootil & Messer, 2007).

Neste estudo foi utilizado EDTA para a remoção da *smear layer*. Apesar de desconhecida e não reconhecida durante muitos anos, a *smear layer* tornou-se um fator importante no tratamento endodôntico desde que citada por McComb & Smith (1975). Estes autores referiram que havia uma camada que cobria as paredes do canal instrumentado e que esta ocluía os túbulos dentinários. A *smear layer* pode interferir com a adaptação do material de obturação às paredes do canal (Yamada *et al.*, 1983) e pode também impedir a penetração da medicação intracanalар e dos materiais de obturação para o interior dos túbulos dentinários (Berg *et al.*, 1986). Os fatos acima descritos podem ter relevância clínica quando falamos em retenção dos materiais de obturação ao canal radicular, prevenção de microinfiltração ao longo da interface dentina/cimento e atividade antimicrobiana dos diversos cimentos de obturação contra microrganismos que invadem os túbulos dentinários. Para além disso, a remoção da camada de *smear layer* pode permitir que o hipoclorito de sódio (NaOCl) penetre no interior dos túbulos dentinários. Por outro lado, a própria *smear layer* pode conter tecido necrótico e restos bacterianos dentro da sua estrutura. Vários métodos têm vindo a ser utilizados para remover esta camada durante o tratamento endodôntico (Goldman *et al.*, 1982).

No entanto, tem sido relatado que o tratamento da superfície da dentina, com substâncias diferentes pode causar alterações nas composições químicas e estruturais da mesma, o que por sua vez, pode alterar as suas características de permeabilidade e solubilidade. Essas alterações podem afetar a adesão do material à superfície da dentina (De-Deus *et al.*, 2008a; Assis *et al.*, 2011).

Segundo um estudo de Assis *et al.* (2011) a utilização de EDTA poderá melhorar a molhabilidade dos cimentos, removendo a camada de *smear layer* e expondo



os túbulos dentinários, o que aumenta a rugosidade da superfície da dentina (Assis *et al.*, 2011).

Por todos estes motivos, foi contemplado no protocolo laboratorial a utilização de um agente quelante- o EDTA, com vista à remoção de *smear layer*.

No corrente estudo a preparação dos canais foi feita por um único operador com vista a uma padronização da técnica e assim a redução de possíveis vieses.

Outra variável controlada está relacionada com a obturação dos canais radiculares tendo em conta a forma como os cimentos foram introduzidos nos canais e o grau de cobertura das paredes canulares conseguida com a técnica de colocação. Existem vários métodos para colocação dos cimentos no canal radicular que vão desde ponta de papel a uma lima, lentulo, *spreader*, ultra-sons e cone principal de guta-percha, sendo este último o método selecionado. Estudos laboratoriais revelam que o método de introdução do cimento no canal radicular não influencia a distribuição do mesmo (Wiemann & Wilcox, 1991).

Ainda no que diz respeito à técnica de obturação foi selecionada a técnica de cone único. Há estudos que demonstram que na endodontia moderna se dá preferência a camadas finas de cimento, pois este pode contrair durante o tempo de presa e sofrer dissolução ao longo do tempo, proporcionando possível microinfiltração (Wennber & NIOM, 1990; Tay *et al.*, 2005a). Segundo Kontakiotis *et al.* (1997), com a técnica de cone único, o volume de cimento é maior quando relacionada com o volume do cone, o que, segundo este autor, levaria a uma diminuição da capacidade de selagem e consequente presença de *gaps* (Kontakiotis *et al.*, 1997). Contudo, a técnica de cone único foi reconsiderada e referida por Wu *et al.* (2006) com a utilização de cones de guta-percha calibrados. O volume de cimento requerido numa técnica de cone único é assim minimizado quando estes são utilizados de acordo com o sistema de instrumentação canal utilizado (Zhang *et al.*, 2009).

Segundo um estudo de Zhang *et al* (2009), não há diferenças significativas na capacidade de selagem do canal radicular entre iRoot SP (Innovative Bioceramix, Vancouver, Canada; também conhecido por EndoSequence BC sealer, Brasseler, Savannah, GA) utilizado com uma técnica de cone único e o AH Plus utilizado com uma técnica de compactação lateral. Uma das possibilidades para estes resultados prende-se com o fato de o iRoot SP ter na sua constituição silicato de cálcio que não contrai durante o tempo de manipulação e de presa, quando exposto a um ambiente

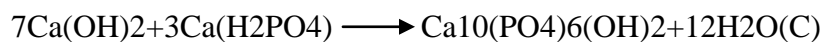


húmido (Koch *et al.*, 2010). Como sabemos a dentina é composta por aproximadamente 20% de água (em volume), e é esta água que inicia a reação de presa deste material que resulta por fim na formação de hidroxiapatite. O silicato de cálcio presente no pó é hidratado e vai produzir um gel de silicato de cálcio hidratado e hidróxido de cálcio. O hidróxido de cálcio vai reagir com os íons fosfato e vai formar um precipitado de hidroxiapatite e água. A água continua a reagir com o silicato de cálcio e forma um precipitado adicional que é um gel de silicato de cálcio hidratado. A água fornecida a esta reação é um importante fator para controlo do índice de hidratação e do tempo de presa, como podemos ver nas reações abaixo (Koch *et al.*, 2010):

A reação de hidratação (A, B) do silicato de cálcio aproxima-se da seguinte:



A reação de precipitação (C) da apatite de fosfato de cálcio é a seguinte:



Devido a estes fatores, se um remanescente de humidade permanecer no canal não irá afetar de forma adversa a presa e as capacidades de selagem do material biocerâmico. Esta capacidade é muito importante durante o processo de obturação e representa uma mais-valia deste material em relação aos já existentes no mercado, contudo é difícil controlar a quantidade de humidade necessária à reação. A quantidade de água que permanece no interior dos túbulos dentinários pode variar bastante, mesmo depois da secagem dos canais com pontas de papel (Hosoya *et al.*, 2000; Gibby *et al.*, 2011).

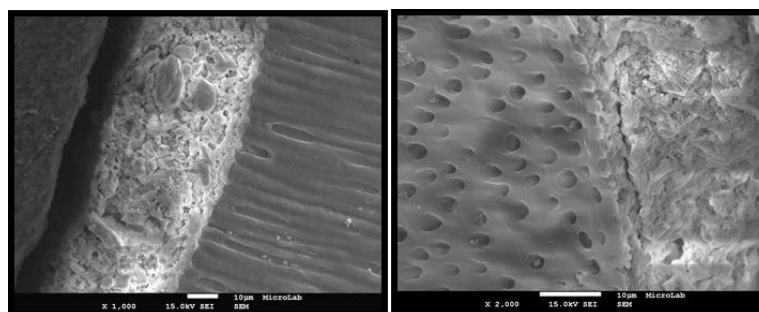


Figura 9. Imagens representativas da união do cimento à dentina.

No presente estudo foi introduzido um grupo em que a obturação foi efetuada com EndoSequence® BC Points™ (Brasseler USA, Savannah, GA, USA). Segundo o fabricante, estes cones encontram-se impregnados e revestidos com nanopartículas

biocerâmicas, o que teoricamente poderá promover uma melhor adaptação entre o cimento e o cone, promovendo assim uma selagem hermética.

Quando avaliado o tamanho dos *gaps*, o grupo onde estão inseridos estes cones, ou seja o ES apresentou os menores valores, com diferenças significativas, independente dos terços.

Segundo Ghoneim *et al.* (2011), a obturação realizada com a associação entre o cimento biocerâmicos, os cones impregnados e a técnica de cone único aumentam a resistência a fratura. Uma das explicações para tal pode estar relacionada com o facto de haver uma melhor adesão entre o cimento e o cone.

O fabricante do EndoSequence BC Sealer sugere que o tempo de presa do cimento é de 4 horas, podendo este ser aumentado em canais extremamente secos. No entanto, o efeito do excesso de humidade no tempo de presa e na dureza do material é desconhecido.

Devido à dificuldade em controlar o remanescente de água nos canais, após a sua preparação, e o tempo de presa do cimento Endosequence BC Sealer estar diretamente relacionado com essa condição, no presente estudo foi estipulado um prazo de 7 dias para com isso podermos garantir que a presa final teria sido alcançada. Desta forma garantiu-se que ambos os cimentos se encontravam com o processo de presa finalizado.

Shoukhouhinejad *et al.* (2011) determinou a resistência de união do cimento de obturação Endosequence BC Sealer às paredes canulares e verificou que quando os canais se encontram secos esta união está significativamente diminuída. Loushine *et al.* (2011) avaliou o efeito da humidade sobre o tempo de presa e a dureza do Endosequence BC Sealer e avaliou também *in vitro* a citotoxicidade do cimento em comparação com um cimento à base de uma resina epoxi (AH Plus). Na ausência de água, os espécimes do cimento Endosequence BC Sealer, que foram armazenados com 100% de humidade relativa, necessitaram de 72 horas para alcançar a presa inicial e de 240 horas para alcançar a presa final. Segundo o estudo, parece haver uma tendência para o tempo de presa inicial aumentar (até 108 horas) e o tempo de presa final diminuir (até 168 horas) quando quantidades crescentes de água foram incluídas no cimento. A dureza do Endosequence BC Sealer diminui significativamente quando lhe é adicionada água. O autor advertiu que na presença de humidade podemos encontrar uma matriz mais porosa após a presa do cimento, o que, por sua vez, pode resultar no aumento de

um precipitado que vai irritar os tecidos. É importante salientar que a arquitetura da matriz do AH Plus e do Endosequence BC Sealer é diferente (Figura 10 ).

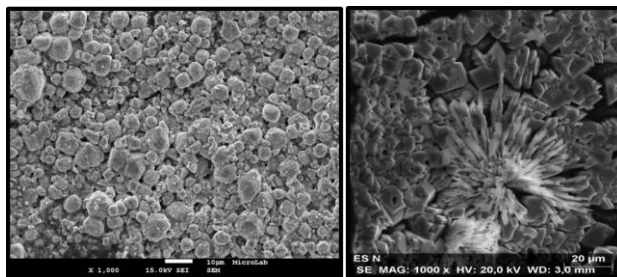


Figura 10. Imagens MEV do cimento AH Plus (esquerda) e Endosequence (direita) com uma ampliação de 1000x.

Depois da presa final, os cimentos têm o potencial de libertar subprodutos citotóxicos, que causam irritação dos tecidos, que em última análise, podem atrasar ou mesmo impedir o processo de cura. Assim, segundo este autor os canais não devem estar demasiado humedecidos, embora a água seja necessária para a reação de presa e endurecimento do cimento (Loushine *et al.*, 2011).

A solubilidade dos cimentos pode também influenciar a sua capacidade de selagem e de adesão (Nagas *et al.*, 2012). Embora não existam dados publicados no que diz respeito à solubilidade do Endosequence BC Sealer, de acordo com Marciano *et al.* (2011) a solubilidade do AH Plus foi de 0,3% e 0,74%  $\pm$  0,41% de acordo com Maurin-Bauza *et al.* (2010). Parece que a absorção de água e a solubilidade desempenham um papel importante no que diz respeito ao aumento da microinfiltração a longo prazo. Como o cimento pode ser exposto a fluidos tecidulares e exsudatos, a absorção de água e a solubilidade são comportamentos de considerável importância dos cimentos endodônticos, num sistema de canais onde esteja presente humidade. A absorção de água plastifica os polímeros e diminui as propriedades físicas/mecânicas, o que diminui a durabilidade das interfaces por hidrólise e a formação de microfissuras. A alta solubilidade dos cimentos endodônticos é indesejada pois a dissolução pode originar a libertação de produtos que podem irritar os tecidos periapicais (McMichen *et al.*, 2003).

Outra padronização do protocolo esteve relacionada com a medição dos *gaps*. O operador que realizou a preparação das amostras não foi o mesmo operador que realizou a leitura das mesmas. Idealmente um operador deverá estar calibrado e cego e se possível deve ser realizada mais que uma leitura. Balguerie *et al.* (2011) realizou a análise das suas amostras por dois observadores calibrados independentes, que não tinham conhecimento de que amostras estravam a visionar e definiu que a calibração

interexaminadores deve ser de 95%; se essa percentagem for inferior a 95% um consenso deve ser alcançado.

Os cimentos biocerâmicos são hidrofílicos e possuem um ângulo de contacto baixo, o que permite que o cimento se espalhe facilmente pelas paredes canalares, proporcionando uma melhor adaptação e uma selagem hermética através de uma ligação mecânica. Esta ligação química pode reforçar a resistência à fratura (Ghoneim *et al.*, 2011). Além disso, tem sido descrito que, o óxido de zircónio, um dos componentes do cimento Endosequence BC Sealer, apresenta uma elevada resistência à fratura, resistência à tração e menor módulo de Young's. Portanto, poderíamos antecipar que o Endosequence BC Sealer, que é constituído por silicato de cálcio, tem o potencial de aderir quimicamente à dentina (Shokouhinejad *et al.*, 2013), podendo reduzir o número de *gaps* (Zhang *et al.*, 2009). Contudo, as imagens de MEV revelam zonas sem *gaps* e zonas com *gaps* nos 3 grupos, apesar de que nos dois grupos que utilizaram cimento biocerâmico se tenha registado tendencialmente tamanhos de *gaps* inferiores.

No entanto, cimentos à base de resina epoxi como o AH Plus estão também relacionados com uma boa adesão à dentina e à guta-percha (Lee *et al.*, 2002).

No corrente estudo a adaptação marginal foi avaliada com recurso à medição dos *gaps* na interface dentina/obturação, tendo sido feita também uma relação percentual entre a presença de *gaps* e o perímetro da amostra. Ordinola-Zapata *et al.* (2009) e Gharib *et al.* (2007) introduziram também esta última relação na avaliação das suas amostras. A combinação destas duas avaliações parece ser pertinente pois numa amostra pode-se verificar a presença de um *gap* de grandes dimensões, mas ser um ponto isolado, com inexistência de outros *gaps* no perímetro da amostra. Por outro lado, podemos ter situações com registo de *gaps* de pequenas dimensões mas em que se verifica *gaps* em todo o perímetro da amostra. Portanto, se avaliássemos apenas o tamanho dos *gaps*, sem relacionar percentualmente com o perímetro da amostra, poderíamos ter uma informação redutora quanto à selagem que estas duas situações podem oferecer clinicamente. Embora a adesão à dentina seja uma meta desejável na obturação de canais radiculares, pode ser mais importante conseguir alcançar um preenchimento de 100% no perímetro da amostra, sem *gaps* entre o material de obturação e a dentina, como indicado em alguns estudos (Wu *et al.*, 2001; De-Deus *et al.*, 2008b).

Existem poucos estudos que se tenham centrado na avaliação de *gaps* na interface dentina/cimento (Bergmans *et al.*, 2005; Tay *et al.*, 2005c). No entanto, os estudos demonstram que os *gaps* são comuns entre o cimento e a dentina e entre o cimento e a guta-percha (De-Deus *et al.*, 2008b).

Souza *et al.* (2012) comparou a selagem apical e a formação de *gaps* do AH Plus/guta-percha com sistema Epiphany. Este estudo demonstrou que a presença de *gaps* apicais na interface cimento/dentina ou cimento/guta tem efeito na microinfiltração apical (Souza *et al.*, 2012).

No presente estudo a média de *gaps* foi de: 11,4µm (AH), 5,5µm (F4ES) e 1,3µm (ES) para o terço apical; 12,7µm (AH), 6,3µm (F4ES) e 2,4µm (ES) para o terço médio; 15,9µm (AH), 4,1µm (F4ES) e 1,3µm (ES) para o terço coronário. Uma vez que a adaptação marginal não é influenciada pelos terços (apical, médio e coronário) podemos fazer uma média geral em que o AH apresenta um valor de 13,3µm, o F4ES 5,3 µm e o ES de 1,7 µm.

Não pode ser feita uma comparação da média dos *gaps* encontrada nos grupos que utilizaram o cimento biocerâmico porque, segundo a nossa pesquisa, até a data, não foi encontrado na literatura qualquer estudo com valores de *gaps* da interface dentina/cimento, em que o cimento utilizado fosse o Endosequence BC Sealer.

Para o cimento AH Plus o valor dos *gaps* está de acordo com o estudo de De-Deus *et al.* (2011). Foi demonstrado neste estudo que o cimento AH Plus, não adesivo, apresenta *gaps* significativamente mais pequenos ( <5µm ) quando comparado com dois cimentos adesivos (Epiphany e Epiphany SE), a comparação entre a localização e o grupo não apresentou significância estatística (p=0,51), assim a comparação dos grupos não esteve dependente dos terços canulares. Demonstraram que a adaptação da interface dos cimentos adesivos está comprometida, mesmo nos dentes com a anatomia simples e sobre condições laboratoriais bem monitorizadas.

Castelo-Braz *et al.* (2012) registou *gaps* maiores em comparação aos nossos, mas este utilizou *Pulp Canal Sealer*. Este comparou a interface entre o canal e o material de obturação, comparando o resilon e a guta-percha. Em todos os grupos os *gaps* estavam localizados entre a dentina e o cimento, que se manteve aderido ao material de obturação. A média de *gaps* no grupo que analisou a guta-percha foi de 28,56µm no terço coronário, 8,58 µm no terço médio e 9,19 µm para o terço apical. Como podemos observar os *gaps* maiores encontravam-se no terço coronário (embora

no nosso estudo esta diferença não tenha sido significativamente estatística). Podemos especular que uma das causas para estes resultados está relacionada com a contração de polimerização do cimento, uma vez que os discos coronários apresentam muitas vezes configurações mais irregulares, exigindo maiores quantidades de cimento para preenchimento da interface guta-percha/paredes dentinárias.

Um fator importante durante a avaliação da interface cimento/dentina é a configuração geométrica do canal radicular, que pode influenciar os resultados e o desempenho da técnica de obturação. As irregularidades podem ser eliminadas indevidamente, diminuindo a qualidade e a adaptação do material de obturação (Marciano *et al.*, 2010b). Para se conseguir preencher as irregularidades será necessário mais cimento nas amostras da porção coronária, com maior risco de contração de polimerização, favorecendo assim a formação de *gaps* de maiores dimensões.

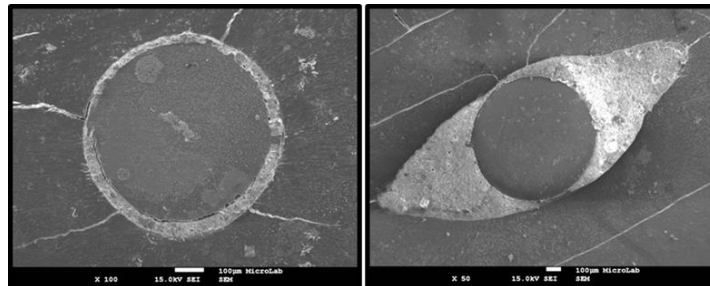


Figura 11. Amostra apical (esquerda com ampliação de 100x) e amostra coronária (direita com ampliação de 50x) do mesmo dente.

Um dos parâmetros avaliados por Ordinola-Zapata *et al.* (2009) e por Garib *et al.* (2007) foi a penetração tubular do cimento. Neste estudo observamos penetração tubular do cimento em todos os terços, mesmo nas amostras do terço apical, em ambos os materiais. Contudo, no presente estudo, esse parâmetro não foi medido.

Efetuámos análise EDS de algumas imagens em que estava presente a penetração tubular do cimento para confirmar a presença dos constituintes dos cimentos.

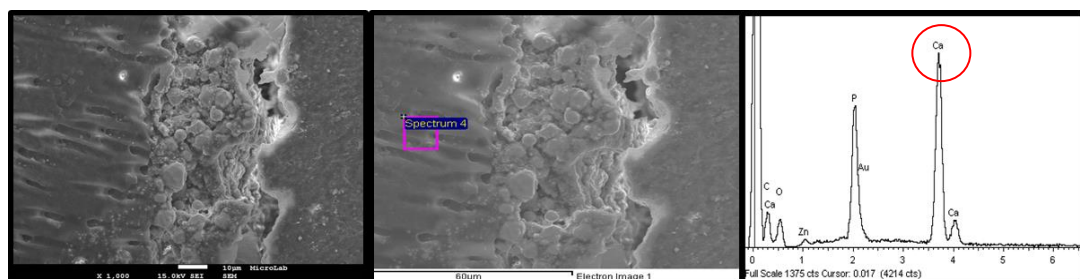


Figura 12. Imagem representativa da penetração tubular AH Plus , confirmada com EDS.



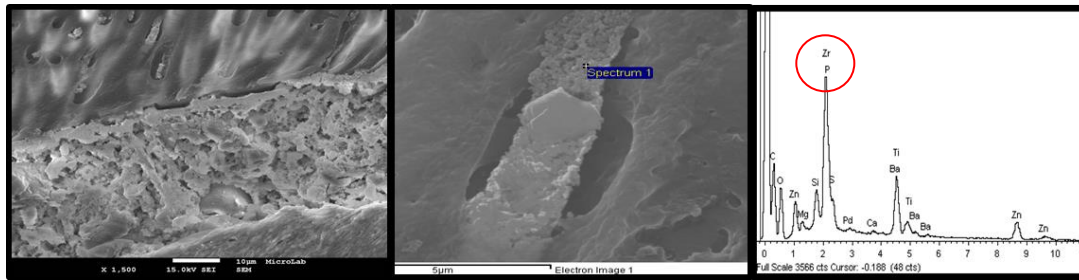


Figura 13. Imagens representativas da penetração tubular do Endosequence BC Sealer, confirmada com EDS.

O meio selecionado para efetuar a leitura das amostras foi o microscópio eletrónico de varrimento (MEV). A principal desvantagem da utilização do MEV é o potencial existente para a produção de artefactos, não só durante a preparação mas também durante a observação das amostras (Mamootil & Messer, 2007).

Com a evolução tecnológica surgiram novas técnicas, sendo uma delas a microtomografia ( $\mu$ CT) que faz uma análise das imagens sem destruir as mesmas (Jung *et al.*, 2005). São realizados cortes virtuais permitindo fazer uma reconstrução tridimensional das raízes, sendo também a obtenção de dados volumétricos umas das vantagens desta técnica.

De Deus *et al.* (2011) e Ordinola-Zapata *et al.* (2009) preconizam a utilização da microscopia confocal a laser de alto contraste (CLSM) visto esta distinguir falhas na interface e evitando a introdução de *gaps* artificiais que podem ser geradas durante o processo de vácuo. Esta técnica tem a capacidade de medir e distinguir falhas e *gaps* ( $<5\mu\text{m}$ ). Por outro lado, as amostras não necessitam de qualquer preparação específica, podendo ser observadas nas condições naturais. Com tudo isto, podemos concluir que a CLSM introduz poucos artefactos na observação das amostras.

Contudo, as imagens do estudo foram colhidas através de MEV, devido ao fato de este ter grande profundidade do campo, maior resolução e melhor ampliação na interface. O MEV usa electromagnetos em vez de lentes, permitindo ao operador ter mais controlo sobre o grau de ampliação, proporcionando imagens mais claras. As nossas imagens foram analisadas ao MEV e os *gaps* foram medidos em ampliações de 250x. Ampliações de 1000x, 2000x e 5000x foram realizadas para melhor se observar pormenores específicos. Segundo Steier *et al.* (2010) uma ampliação de 150x é suficiente para analisar as interfaces e fazer a medição dos *gaps*. Não há diferença significativamente estatística entre uma ampliação de 150x e de 1000x. Segundo o autor, a maior ampliação não representa um benefício adicional.

## 6. CONCLUSÃO

Nas condições e dentro das limitações do presente estudo devemos rejeitar a hipótese nula.

Ao analisar os terços encontramos diferenças estatisticamente significativas entre os cimentos, sendo em média o cimento AH aquele que gera *gaps* maiores, independentemente dos terços. Quanto à distribuição dos *gaps* por terços esta foi muito homogênea não tendo sido encontradas diferenças estatisticamente significativas, não podendo assim concluir que se formam *gaps* maiores no terço apical, médio ou coronário. Em termos de distribuição percentual esta também não foi estatisticamente significativa, tendo nós observado apenas que a maioria dos discos apresentam *gaps* num perímetro <25%.

Numa perspetiva ideal, um material de obturação é aquele que se liga intimamente à interface orgânica e inorgânica da dentina, que destrua ou neutralize os microrganismos e seus subprodutos, induza a neoformação de cimento e que fortaleça as paredes canulares. Segundo todos estes requisitos os cimentos de obturação utilizados hoje em dia podem ser considerados desadequados. Ainda não existe o material ideal de obturação.

Mesmo com todas estas limitações é claro que são necessários mais estudos que envolvam dentes com anatomia mais complexa. Até à data o número de publicações independentes sobre as propriedades e aplicações dos cimentos biocerâmicos na endodontia são muito reduzidas.

Estudos adicionais *in vitro*, *ex vivo* e *in vivo* necessitam ser realizados para se avaliar o desempenho destes cimentos e confirmar a sua utilização na terapia endodôntica. Os resultados de estudos realizados *in vitro* não podem ser diretamente comparados com estudos *in vivo* e, portanto, os resultados *in vitro* devem ser cuidadosamente extrapolados para a clínica.

Mais estudos são necessários para confirmar a selagem deste material biocerâmico a longo prazo, bem como o seu desempenho na prática clínica.



## 7. BIBLIOGRAFIA

Assis DF, Prado Md, Simao RA. Evaluation of the interaction between endodontic sealers and dentin treated with different irrigant solutions. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1550-2.

Balguerie E, van der Sluis L, Vallaey K, Gurgel-Georgelin M, Diemer F. Sealer penetration and adaptation in the dentinal tubules: a scanning electron microscopic study. *Journal of endodontics*. 2011;37(11):1576-9.

Berg MS, Jacobsen EL, BeGole EA, Remeikis NA. A comparison of five irrigating solutions: a scanning electron microscopic study. *Journal of endodontics*. 1986;12(5):192-7.

Bergmans L, Moisiadis P, De Munck J, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Effect of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(4):321.

Boutsioukis C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, Wesselink PR, van der Sluis LW. Evaluation of irrigant flow in the root canal using different needle types by an unsteady computational fluid dynamics model. *J Endod*. 2010;36(5):875-9.

Brackett MG, Martin R, Sword J, Oxford C, Rueggeberg FA, Tay FR, et al. Comparison of seal after obturation techniques using a polydimethylsiloxane-based root canal sealer. *J Endod*. 2006;32(12):1188-90.

Candeiro GTdM. Avaliação da radiopacidade, escoamento, pH e da liberação de íons cálcio de um cimento endodôntico biocerâmico [Tese de Doutorado]: Universidade de São Paulo; 2012.

Castelo-Baz P, Martin-Biedma B, Lopes MM, Pires-Lopes L, Silveira J, López-Rosales E, et al. Ultramicroscopic study of the interface and sealing ability of four root canal obturation methods: Resilon versus gutta-percha. *Australian Endodontic Journal*. 2013;39(3):159-63.

Cohen S, Hargreaves K. *Caminhos da Polpa*. 9 ed. Brasil: Mosby Elsevier; 2007.

Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod.* 2011;37(3):372-5.

De-Deus G, Namen F, Galan Jr J, Zehnder M. Soft chelating irrigation protocol optimizes bonding quality of Resilon/Epiphany root fillings. *Journal of endodontics.* 2008a;34(6):703-5.

De-Deus G, Reis C, Beznos D, de Abranches AMG, Coutinho-Filho T, Paciornik S. Limited ability of three commonly used thermoplasticized gutta-percha techniques in filling oval-shaped canals. *Journal of endodontics.* 2008b;34(11):1401-5.

De-Deus G, Reis C, Di Giorgi K, Brandao MC, Audi C, Fidel RA. Interfacial adaptation of the Epiphany self-adhesive sealer to root dentin. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 2011;111(3):381-6.

Gharib SR, Tordik PA, Imamura GM, Baginski TA, Goodell GG. A confocal laser scanning microscope investigation of the epiphany obturation system. *J Endod.* 2007;33(8):957-61.

Ghoneim AG, Lutfy RA, Sabet NE, Fayyad DM. Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *Journal of endodontics.* 2011;37(11):1590-2.

Gibby S, Wong Y, Kulild J, Williams K, Yao X, Walker M. Novel methodology to evaluate the effect of residual moisture on epoxy resin sealer/dentine interface: a pilot study. *International endodontic journal.* 2011;44(3):236-44.

Goldman M, Goldman LB, Cavaleri R, Bogis J, Sun Lin P. The efficacy of several endodontic irrigating solutions: a scanning electron microscopic study: part 2. *Journal of endodontics.* 1982;8(11):487-92.

Grossman L. *Endodontic Practice.* Philadelphia: Lea & Febiger; 1981.

Hess D, Solomon E, Spears R, He J. Retreatability of a bioceramic root canal sealing material. *J Endod.* 2011;37(11):1547-9.

Hosoya N, Nomura M, Yoshikubo A, Arai T, Nakamura J, Cox CF. Effect of canal drying methods on the apical seal. *Journal of endodontics*. 2000;26(5):292-4.

Jiang LM, Verhaagen B, Versluis M, van der Sluis LW. Evaluation of a sonic device designed to activate irrigant in the root canal. *J Endod*. 2010;36(1):143-6.

Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. *International endodontic journal*. 2005;38(9):617-26.

Koch K, Brave D. EndoSequence: melding endodontics with restorative dentistry, part 3. *Dentistry today*. 2009;28(3):88, 90, 2 passim.

Koch K, Brave D, Nasseh A. Bioceramic technology: closing the endo-restorative circle, Part I. *Dentistry today*. 2010;29(2):100.

Kokkas AB, Boutsoukis AC, Vassiliadis LP, Stavrianos CK. The influence of the smear layer on dentinal tubule penetration depth by three different root canal sealers: an in vitro study. *Journal of Endodontics*. 2004;30(2):100-2.

Kontakiotis E, WU MK, Wesselink P. Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study. *International Endodontic Journal*. 1997;30(5):307-12.

Leal F, De-Deus G, Brandao C, Luna AS, Fidel SR, Souza EM. Comparison of the root-end seal provided by bioceramic repair cements and White MTA. *Int Endod J*. 2011;44(7):662-8.

Lee K-W, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *Journal of Endodontics*. 2002;28(10):684-8.

Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod*. 2011;37(5):673-7.

Mamootil K, Messer H. Penetration of dentinal tubules by endodontic sealer cements in extracted teeth and in vivo. *International endodontic journal*. 2007;40(11):873-81.

Marciano MA, Bramante CM, Duarte MAH, Delgado RJR, Ordinola-Zapata R, Garcia RB. Evaluation of single root canals filled using the lateral compaction, tagger's hybrid, microseal and guttaflow techniques. *Brazilian Dental Journal*. 2010a;21:411-5.

Marciano MA, Bramante CM, Duarte MAH, Delgado RJR, Ordinola-Zapata R, Garcia RB. Evaluation of single root canals filled using the lateral compaction, tagger's hybrid, microseal and guttaflow techniques. *Brazilian dental journal*. 2010b;21(5):411-5.

Marin-Bauza GA, Rached-Junior FJA, Souza-Gabriel AE, Sousa-Neto MD, Miranda CES, Silva-Sousa YTC. Physicochemical properties of methacrylate resin-based root canal sealers. *Journal of endodontics*. 2010;36(9):1531-6.

McMichen F, Pearson G, Rahbaran S, Gulabivala K. A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers. *International Endodontic Journal*. 2003;36(9):629-35.

Nagas E, Uyanik MO, Eymirli A, Cehreli ZC, Vallittu PK, Lassila LV, et al. Dentin moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *Journal of endodontics*. 2012;38(2):240-4.

Nielsen BA, Beeler WJ, Vy C, Baumgartner JC. Setting times of Resilon and other sealers in aerobic and anaerobic environments. *J Endod*. 2006;32(2):130-2.

Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Graeff MS, Garcia RB, de Moraes IG, et al. A preliminary study of the percentage of sealer penetration in roots obturated with the Thermafil and RealSeal-1 obturation techniques in mesial root canals of mandibular molars. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2009;108(6):961-8.

Ørstavik DAG. Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics*. 2005;12(1):25-38.

Ozdemir HO, Buzoglu HD, Calt S, Cehreli ZC, Varol E, Temel A. Chemical and ultramorphologic effects of ethylenediaminetetraacetic acid and sodium hypochlorite in young and old root canal dentin. *J Endod*. 2012;38(2):204-8.

Paragliola R, Franco V, Fabiani C, Mazzoni A, Nato F, Tay FR, et al. Final rinse optimization: influence of different agitation protocols. *J Endod*. 2010;36(2):282-5.

Parente JM, Loushine RJ, Susin L, Gu L, Looney SW, Weller RN, et al. Root canal debridement using manual dynamic agitation or the EndoVac for final irrigation in a closed system and an open system. *Int Endod J*. 2010;43(11):1001-12.

Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, Lopes AL. Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin. *Journal of biomedical materials research*. 1995;29(9):1111-20.

Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamshiri AR. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Australian Endodontic Journal*. 2013;39(3):102-6.

Souza SdFC, Francci C, Bombana AC, Kenshima S, Barroso LP, D'Agostino LZ, et al. Qualitative SEM/EDS analysis of microleakage and apical gap formation of adhesive root-filling materials. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20(3):329-34.

Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *Journal of Endodontics*. 2005a;31(8):584-9.

Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, Weller RN, Breschi L, Ferrari M, et al. Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured, hydrophilic methacrylate resin-based sealer in obturating root canals. *J Endod*. 2005b;31(9):659-64.

Tay FR, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH, Mak Y-F, et al. Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material. *Journal of Endodontics*. 2005c;31(7):514-9.

van der Sluis LW, Gambarini G, Wu MK, Wesselink PR. The influence of volume, type of irrigant and flushing method on removing artificially placed dentine debris from the apical root canal during passive ultrasonic irrigation. *Int Endod J*. 2006;39(6):472-6.

van der Sluis LW, Vogels MP, Verhaagen B, Macedo R, Wesselink PR. Study on the influence of refreshment/activation cycles and irrigants on mechanical cleaning efficiency during ultrasonic activation of the irrigant. *J Endod.* 2010;36(4):737-40.

Vera J, Arias A, Romero M. Effect of maintaining apical patency on irrigant penetration into the apical third of root canals when using passive ultrasonic irrigation: an in vivo study. *J Endod.* 2011;37(9):1276-8.

Verhaagen B, Lea SC, de Bruin GJ, van der Sluis LW, Walmsley AD, Versluis M. Oscillation characteristics of endodontic files: numerical model and its validation. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control.* 2012;59(11):2448-59.

Wennber A, NIOM DØ. Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *International Endodontic Journal.* 1990;23(1):13-9.

Whitworth J. Methods of filling root canals: principles and practices. *Endodontic Topics.* 2005;12(1):2-24.

Wiemann AH, Wilcox LR. In vitro evaluation of four methods of sealer placement. *Journal of endodontics.* 1991;17(9):444-7.

Wu M-K, van der Sluis LW, Wesselink PR. A 1-year follow-up study on leakage of single-cone fillings with RoekoRSA sealer. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2006;101(5):662-7.

Wu MK, Kaš'áková A, Wesselink P. Quality of cold and warm gutta-percha fillings in oval canals in mandibular premolars. *International Endodontic Journal.* 2001;34(6):485-91.

Wu MK, R'Oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 2000;89(6):739-43.

Yamada RS, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *Journal of Endodontics.* 1983;9(4):137-42.

Zhang W, Li Z, Peng B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics. 2009;107(6):e79-82.